

# Comparison of Three-Dimensional Accuracy of Digital and Conventional Implant Impressions: Effect of Interimplant Distance in an Edentulous Arch

## デジタルでのインプラント印象と従来法での三次元的正確性の比較：無歯顎におけるインプラント間距離の影響

Int J Oral Maxillofac Implants 2019;34:366–380. doi: 10.11607/jomi.6855

Ming Yi Tan, BDS, MDS1/Sophia Hui Xin Yee, BDS, MDS2/Keng Mun Wong, BDS, MSD1/ Ying Han Tan, BDS, MSc1/Keson Beng Choon Tan, BDS, MSD1

### 目 的

デジタル歯科は臨床的有用性に適したレベルに達しているように思われた。印象を行う段階で、口腔内状態のデジタルマッピングは従来法の技術の問題を解決する可能性がある。口腔内スキャナーシステムは有歯顎または少数歯欠損に一般的に適応されるが、多数歯欠損に対して適応の幅を広げることに関心が高まっている。画像取得は口腔内の関連する組織の周囲を小型の口腔内スキャナーを使用することで行われ、これらの得られた画像はスキャンされた組織のデジタル三次元レプリカを生み出すために統合される。

歯科技工用スキャナーシステムはデジタルワークフローを術者の採用を同じ様に可能にさせる。従来のインプラント印象から得られる石膏模型はバーチャル模型を作製するために歯科技工用スキャナーでスキャンされる。しかしながら、従来の印象法に対する固有の問題は残存したままである。

以降のデザインとミリングプロセスは歯科技工用スキャナーシステムと口腔内装置に類似している。最終補綴物は必要ならば、さらに手作業を加える可能性がある。

デジタル技術は十分に予想された技術的、臨床的、手続き上のメリットをもたらす可能性があるが、近年のコンセンサス会議はインプラント治療におけるコンピューター支援設計/コンピューター支援製造(CAD/CAM)の幅広い使用を補うための適切な臨床情報管理がないことに焦点を当てた。デジタルオプションの有効性を立証するための良質な長期研究に対する緊急の必要性がある。しかしながら、新たなるワークフローのパラメーターは臨床的な問題と直接関連していない可能性があるが、報告されてきた。そして、専門用語と情報を標準化しようとする試みは未だ初期段階である。アメリカ補綴専門科(ACP)デジタル専門用語開発特別委員会はこの領域の将来性を認め、新しく作られた用語に毎年のレビューの必要性を見込んだ。

従来の印象法はポリエーテルまたは付加型重合シリコーンの優位を様々な研究が正当化することで、インプラント補綴にとって不可欠である。

無歯顎での、Gherlone らは口腔内スキャンまたは従来の模型のいずれかを使用することで作られる All-on-4 (Nobel Biocare) 補綴は12ヶ月での骨頂の骨喪失とインプラントの生存に匹敵したことを発見した。Papaspnyridakos らは 3Shape TRIOS 口腔内スキャナーでのデジタル印象とインプレッションコーピングでの従来の印象法の両方で、5つのインプラントを持つ下顎無歯顎模型はインプレッションコーピングを用いない従来の印象法よりもかなり正確であったことを発見した。Vandeweghe らは 6 つのインプラントを持つ下顎無歯顎模型での 4 つの口腔内スキャナーシステムを評価した。彼らは、3M True Definition と 3Shape TRIOS が Cerec Omnicam と Lava COS よりもより良いことを発見した。後者の 2 つの研究において、無歯顎でのインプラント印象の調査は下顎に限定されていた。そして、インプラントは早期の臼歯欠損を持つ患者における全顎的なインプラント支持補綴の共通する臨床シナリオを想定することで、下顎のオトガイ領域内に埋入された。両研究におけるインプラント間距離ははっきりと述べられていないが、平均的な下顎歯列弓の長さはオトガイを考慮し、比較的近くに埋入されたインプラントとなるであろう。もし隣接したインプラントがそれぞれの口腔内スキャナーの限定された画像領域によって得られることができたならば、この近接はより正確な方向へと結果を歪めてきたかもしれない。

デジタルインプラント印象の正確性についての判断は不確定なままである。多くの研究はデジタルと従来のインプラント印象との間で直接比較を行なっていない(口腔内スキャナーまたは歯科技工用スキャナー)。研究間の比較は不均一な研究状況と方法論のため、行われることはできなかった。無歯顎における研究に関する問題はインプラント間距離の情報の欠如であった。さらに、変形解析に対する重ね合わせ法を利用した多くの研究はデジタル化されたマスターモデルではなく、物理的なマスターモデルを持つテストサンプルを比較せず、エラーをもたらした。従って、本研究の目的は上顎無歯顎患者における2本の異なるインプラント間距離に対して、デジタル印象システム(口腔内スキャナーまたは歯科技工用スキャナー)から得られたインプラントポジションの三次元的正確性と従来法での印象システムから得られたそれとを比較することである。

## 材料と方法

従来の印象材料、口腔内スキャナー、歯科技工用スキャナーからなる 6 つの印象システムが評価された。各システムの特徴は表1にまとめられ、実験的な概略は図1に示す。

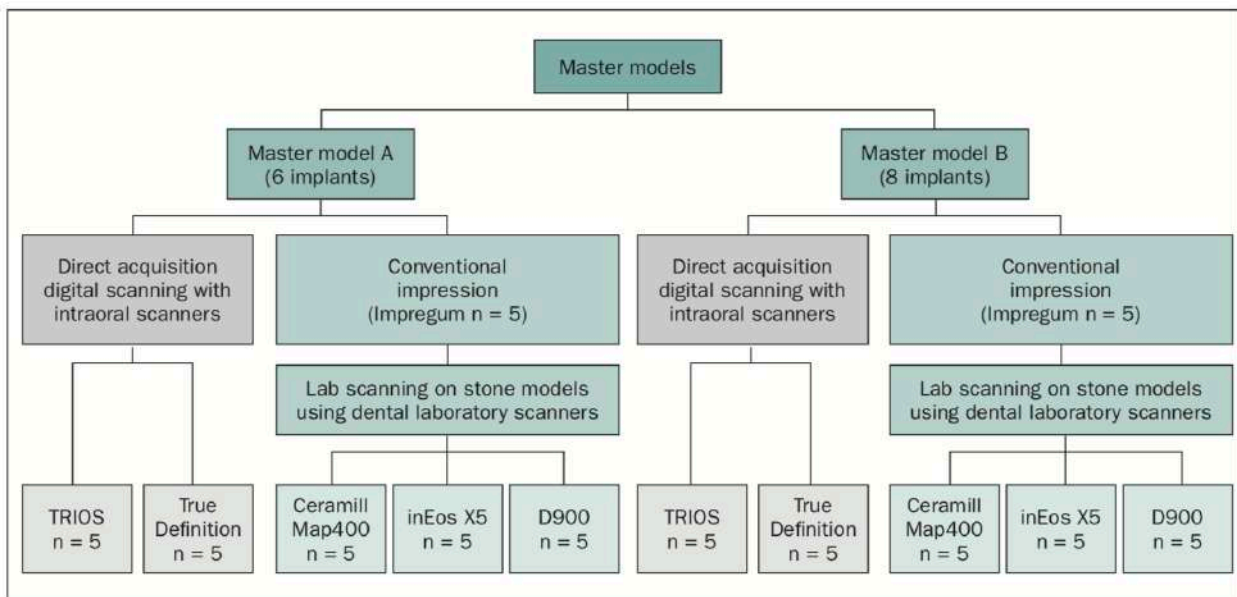


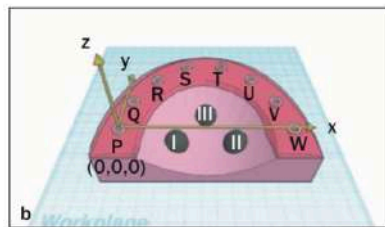
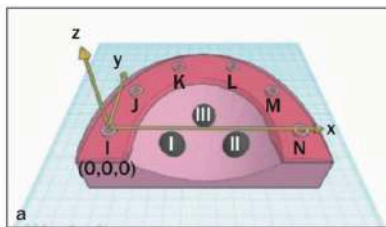
Fig 1 Experimental outline, with six tested systems.

Table 1 Features of Test Groups						
	Conventional	Digital (intraoral scanner)		Digital (dental laboratory scanner)		
Category	Impregum, PentaSoft (3M ESPE)	TRIOS <sup>9</sup> (3Shape)	True Definition <sup>10</sup> (3M ESPE)	Ceramill Map400 <sup>11,12</sup> (Amann Girschbach)	inEos X5 <sup>13</sup> (Sirona)	D900 <sup>14</sup> (3Shape)
<b>Material/technology</b>	Polyether	Optical sectioning	Active wavefront sampling	Strip light projection	Strip light projection with blue light	Triangulation using 4 × 5 megapixel cameras and blue LED
<b>Impression coping/scan body</b>	RC impression post (025.4202)	Core Scanbody (2077)	Core Scanbody (2077)	Range three Kit b Scan Body (792322) with screw (792341)	inPost Scan Body (6551639) on 2-COConnect abutment (L 810 M)	Core Scanbody (2077)
	Straumann	Core3D Centres	Core3D Centres	Amann Girschbach	Sirona	Core3D Centres
<b>Need powder?</b>	No	No	Yes	No	No	No
<b>Registers color?</b>	No	Yes	No	No	No	Yes
<b>Manufacturer-specified accuracy</b>	NA	Not specified	Not specified	20 μm	12 μm	15 μm

NA = not applicable.

## マスターモデルの作製

全顎的なインプラント支持補綴に対する臨床状況を複製した二つの上顎無歯顎マスターモデル(図2)が加熱重合されたポリメタクリル酸メチル (PMMA) で作製された(Lucitone 199 Denture Base Resin, Dentsply)。



**Fig 2** (a) Schematic of master model A with six implants (I, J, K, L, M, N). (b) Schematic of master model B with eight implants (P, Q, R, S, T, U, V, W). I, II, III = silicon nitride ball bearings. Local coordinate system axes orientation with origin at centroid of implant I in model A and implant P in model B, respectively. X-axis is defined as I to N centroids and P to W centroids, respectively.

マスターモデル A は約 20 mm のインプラント間距離を保つ歯列弓に沿って埋入された 6 つの平行インプラント(I,J,K,L,M,N)である。マスターモデル B は約 13 mm 離して埋入された 8 つのインプラント(P,Q,R,S,T,U,V,W)である。

使用されたインプラントは PMMA で固定された長さ 9 mm の Straumann Bone Level implants RC (021.6412, 4.8 mmD and 12.0 mmL, Straumann)であった。ポリビニールシロキサン (PVS) 印象材 (Aquasil Ultra LV, Dentsply Caulk) は各インプラントの歯冠側 3 mm 周囲のインプラント周囲軟組織を想定した。

硬口蓋をメーカーが指定した 0.2 μm の球形で直径 8 mm の 53 段階の窒化ケイ素ボールベアリングで保護した。これらのボールベアリング間の三次元的な距離は研究を通じ、マスターモデルが寸法安定性を保ったままであったということを確認するためのモニターとして使用された。各マスターモデルはカスタムアルミニウムブロックに PMMA で固定された。このブロックの周囲の平面はカスタムインプレッショントレイに対してヴァーティカルストップとして用いられた (Tray Resin II, Shofu)。アルミニウムブロックも三次元測定機 (CMM) のワークテーブルにマスターモデルを固定することを手助けした (Global Silver Performance 7.10.7, Brown and Sharpe)。マスターモデルは変

形する前に寸法が安定していたことを確実にするため、完成後30日間 20°Cで保存された。

### 従来の印象テストモデルの作製

Pentamix Automatic Mixing Unit から出される5つのポリエーテル印象はインプレッションコーピングに 15Ncm のトルクをかけ、オープントレー印象テクニックによって各マスターモデルを作製された。インプレッションコーピング間はフロスで縛り、パターンレジン(GC Pattern Resin LS, GC Corp)にて位置関係を記録した。重合収縮の影響を最小限にするため、各インプレッションコーピング上のパターンレジンの断面は最初に別で保管され、残りの間隙の最終的な連結は最小量で行われた。各印象の撤去において、インプラントアナログ(Bone Level Implant Analog, 025.4101, Straumann)はインプレッションコーピングに取り付けられた。インプラントアナログを固定化させることで印象材の中のインプレッションコーピングの回転しないよう注意した。タイプIVの歯科石膏模型(Silky Rock, Whip Mix)はメーカー推奨の粉液比で使用し、石膏を注がれ、一時間後に撤去され、石膏膨張の影響を軽減するために少なくとも7日間20°Cで保管された。

### スキャニング手順

3タイプのスキャンボディーが使用された。TRIOS, True Definition, D900 のテスト群におけるインプラントポジションは新品の精密に加工された Core3D スキャンボディー(Core Scanbody, 2077, Core3D Centres)を使用することで登録された。Ceramill Map400 のテスト群は Range three Kit b スキャンボディー(792322, Amann Girschbacher)と類似した Range three Kit a/b screws (792341, Amann Girschbacher)を利用した。テスト群の inEos X5 はインプラントアナログにはめ込まれた固定された補綴とバーに対して 2-CONnect アバットメントとアバットメントと手締めされた inPost スキャンボディー(inPost for 2-CONnect KS61, 6551639, Sirona)から構成され2ピースで組み立てられ、利用された。

### 歯科技工用スキャナー

歯科技工用スキャナーシステムに対する各スキャンボディーは Impregum の従来印象から得られた石膏模型内のインプラントアナログに 10Ncm で固定され、各石膏模型の技工スキャンは3つの歯科技工用スキャナーを使用することで行われた。追加のスキャンはもし最初のスキャンが不十分と考えられた場合、石膏上の特定の位置に規定された。

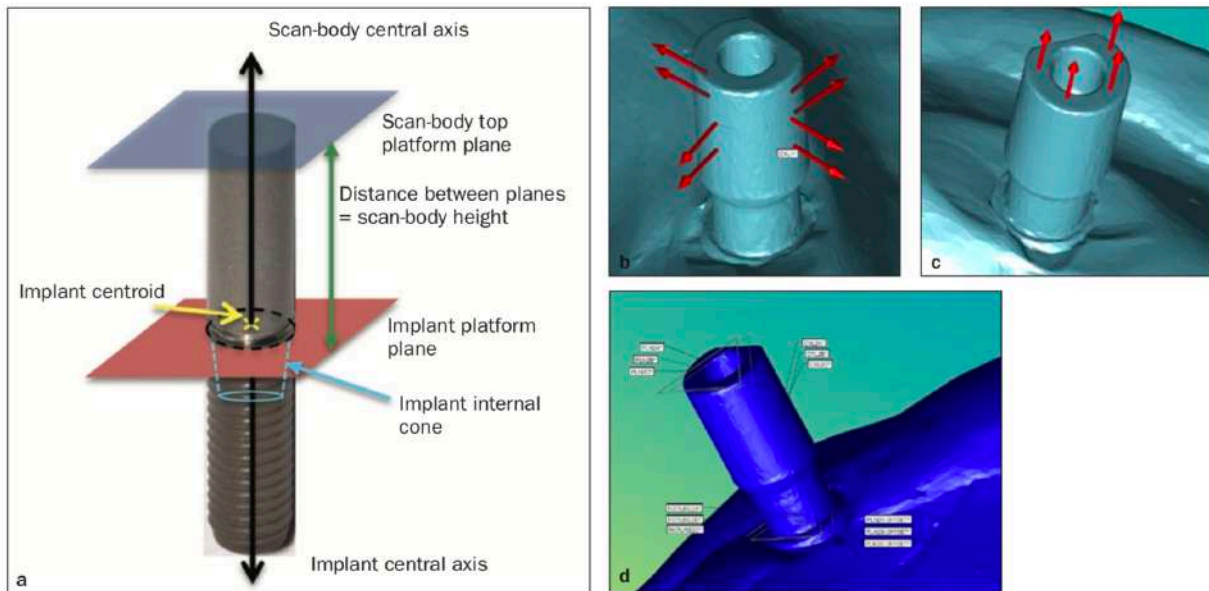
### 口腔内スキャナー

各マスターモデルの5つの口腔内スキャナーは10Ncmトルクで指定されたスキャンボディーに差し込んだ後、口腔内スキャナーシステム(TRIOS and True Definition)を使用することで行われた。True Definition はパウダースプレー(3M High Resolution Scanning Spray, 3M ESPE)の使用を必要とすることから、TRIOS スキャンはマスターモデルのパウダー汚染を回避するために最初に行われた。2つの口腔内スキャナーシステムは画像の差し込みに対して独自の特徴があるため、各天然歯表面に対するスキャン方法を推奨してきた。しかしながら、これらのスキャン方法は同一のスキャンボディーをもつ無歯顎歯列に対してプラスに働くことはなく、メーカーは無歯顎歯列に対する推奨を公表することはない。そのため各メーカーと連携し、改良されたスキャン方法はその同意の下で適用された。1/4での最遠位スキャンボディーが最初にスキャンされる。各スキャンボディーはスキャンがさらに前歯部に進む前に、頬側・口蓋側の方向でしっかりとスキャンされた。増加していく口蓋の量は各スキャンボディーの口蓋スキャンの間に得られる。

## テストモデルとマスターモデルの CMM 測定値

インプラントポジションは $2\mu\text{m}$ のメーカー指定で、測定の正確性をもつ CMM(三次元測定機)によって行われた。Impregum の従来印象から得られた 10 個の石膏模型と 2 つのマスターモデルからなる物理モデルに対して、プロービングは $1.0\text{mm}$ の直径の CMM バネで留められたルビーボール針によって行われ、 $20.0\text{mm}$ のシャンク長さ(Renishaw Plc)が測定基準点の直交座標系の微分を可能にした。それから、CMM 計量学ソフトウェア(PC-DMIS CAD++ Version 2013 MR1, Wilcox Associates)はこれらの測定基準点からの幾何学的形式を構成した。口腔内スキャナーと歯科技工用スキャナーのテスト群からのバーチャルモデルは各ソフトウェアパッケージソフトから STL ファイルを転送され、同じ CMM 計量学ソフトウェアへと入力された。そこでは、バーチャルプローブの接触が物理モデルと同様に同じ方法で作られた。

マスターモデルのインプラントと石膏模型のインプラントアナログに対して、頸部インプラントプラットフォームは一平面を定義するための 6 点のプロービングによって測定される一方で、内円錐部分は円錐を定義するために 2 レベルで 10 点のプロービングによって測定された。重心は内円錐の中心軸と頸部平面との間の貫通部を構成することによって発見された(図3)。



**Fig 3** (a) Implant centroid was defined by constructing a pierce point between the central axis of the virtual scan body/implant internal cone and the implant platform plane. (b) Scan-body cylinder (TRIOS, True Definition, inEos X5, D900) or cone (Ceramill Map400) was defined by eight virtual probe hits at two levels. (c) Scan-body top plane was defined by four virtual probe hits. (d) Virtual scan body with measured features.

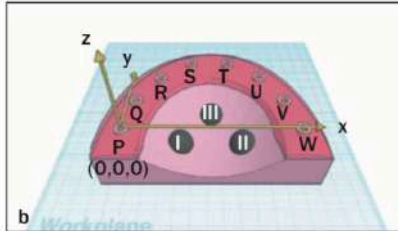
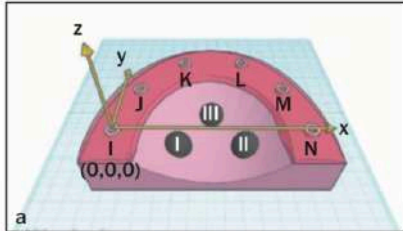
バーチャルモデルインプラントに対して、バーチャルスキャンボディのプラットフォームのトップは平面を定義するために 4 点のバーチャルプロービングによって測定された。各スキャンボディの軸の部分は円柱(TRIOS, True Definition, inEos X5 and D900)または円錐(Ceramill Map400)を定義するために 2 レベルで 8 点のバーチャルプロービングによって測定された。CMM 測定は Core3D, Amann Girrbach, と Sirona からの 3 つのスキャンボディに対して、名目上のスキャンボディの高さはそれぞれ  $10.00$ 、 $10.40$ 、 $12.18\text{mm}$ であったことを確認した。バーチャルのインプラント重心はスキャンボディの円柱または円錐の中心軸とスキャンボディの上部平面と下部平面との間を貫通することで構成される軸として定義された。(図3)

各幾何学的特徴はエラーの大きさを最小にするために 3 回測定された。CMM ソフトウェアの許容基準機能を使用することでの検証確認は各測定後に行われた。全ての物理学的な幾何学的特徴に対する許容値は  $6\mu\text{m}$  でセットされ、一方で、仮想幾何学的特徴に対する許容値は  $20\mu\text{m}$  にセットされた。仮想モデルにおけるより高い許容限界は STL ファイルにおける元々の表面の不

文献紹介

規則性を補填するのに役立った。同様に構成された特徴の3つの重心の三次元的な距離は計算され、許容される偏差限界は物理的なモデルとバーチャルモデルの両方で10 μm にセットされた。

模型 A のアライメントセットアップはインプラント I、K、N によって形成される XY 平面で構成される。インプラント I と N によって形成されるのは X 軸であり、ローカル座標系の原点はインプラント I の重心部によって決定された。模型 B のアライメントセットアップはインプラント P、S、W によって形成される XY 平面で構成される。インプラント P、W によって形成されるのは X 軸であり、ローカル座標系の原点はインプラント P の重心部によって決定される(図2)。



**Fig 2** (a) Schematic of master model A with six implants (I, J, K, L, M, N). (b) Schematic of master model B with eight implants (P, Q, R, S, T, U, V, W). I, II, III = silicon nitride ball bearings. Local coordinate system axes orientation with origin at centroid of implant I in model A and implant P in model B, respectively. X-axis is defined as I to N centroids and P to W centroids, respectively.

変形パラメーター

変形値はマスターモデルとテストモデルとの間で3次元座標値における違いを計算することで導かれる。3つの直線変形(dx, dy, dz)はそれぞれ x 軸、y 軸、z 軸に沿って変形を示すことで、各インプラントで計算された。全体の直線変形(dR)は公式  $d_R = \sqrt{d_x^2 + d_y^2 + d_z^2}$  によって定義される。

x 軸と y 軸についてそれぞれ起こる 2 つの完全角度変形(Absdθx and Absdθy)は計算された。Absdθx は前後角度の変形を反映し、一方で、Absdθy は内外側角の変形を反映する。

テストモデルにおけるインプラント重心間の3次元基準距離(ΔR)は3次元基準距離の変形を導くためのマスターモデルにおけるインプラント重心間と比較された。

モデル A と B との間の比較を可能にするために、モデル A と B の各インプラント位置の組み合わせは割り当てられた(表2)。

Table 2 Homologous Implant Location Pairs	
Homologous implant location pairs (Model A ↔ Model B)	Rationale
J ↔ Q	Implant in right premolar region
J ↔ R	Implant in right premolar region
K ↔ S	Most anterior, right implant location
L ↔ T	Most anterior, left implant location
M ↔ U	Implant in left premolar region
M ↔ V	Implant in left premolar region
N ↔ W	Direct cross-arch implant location

それぞれ6または8つのインプラントモデルに対して以前に詳述しているように、従属変数は dx, dy, dz, d<sub>R</sub>, Absdθx, Absdθy, ΔR であった。一元配置分散分析法(ANOVA)とチューキーの HSD 検定はインプラントの位置によって、モデル(A または B)のそれぞれのインプラント間距離における 6 つの印象システムについての比較に使用された。各モデルの対象の各インプラント位置の間の独立サンプル t 検定はモデル A と B を比較するために行われた。有意差は α = 0.5 のレベルで報告された。測定された変数の標準偏差は各印象システムの精度を反映する。全ての統計計算は統計ソフトウェアを使用することで行われた(SPSS Statistics v21.0, IBM)。

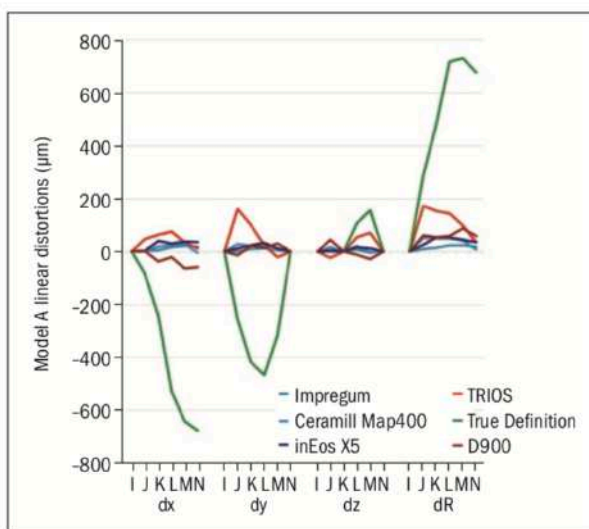
**結 果**

モデル A と B の広範囲の直線変形 ( $d_R$ ) と同様の三次元直線変形 ( $dx$ ,  $dy$ ,  $dz$ ) は表3と表4、図4と5で示される。モデル A の平均  $d_R$  は  $8.7 \pm 8.3 \mu\text{m}$  から  $731.7 \pm 62.3 \mu\text{m}$  の幅であった。モデル B の平均  $d_R$  は  $16.3 \pm 9 \mu\text{m}$  から  $620.2 \pm 63.2 \mu\text{m}$  の幅であった。

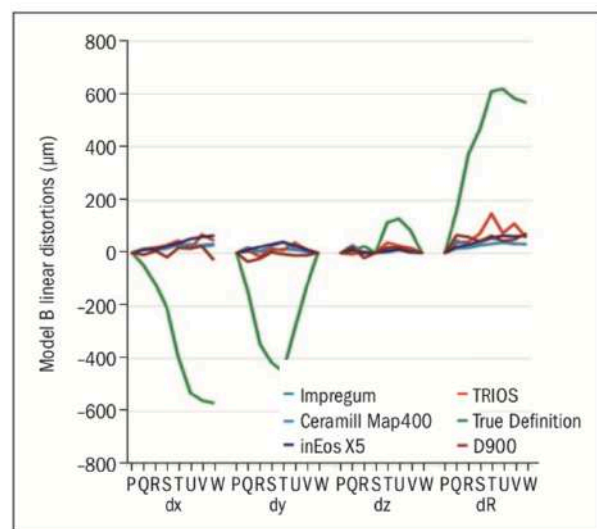
<b>Table 3 Model A Global Linear, Absolute Angular, and 3D Reference Distance Distortions</b>						
	<b>Impregum</b>	<b>TRIOS</b>	<b>True Definition</b>	<b>Ceramill Map400</b>	<b>inEos X5</b>	<b>D900</b>
<b>Mean <math>d_R</math>, <math>\mu\text{m}</math> (SD)</b>						
I	0.0 (0)	0.0 (0)	0.0 (0)	0.0 (0)	0.0 (0)	0.0 (0)
J	10.9 (5.0)	172.5 (74.2)	291.6 (79.8)	52.8 (25.3)	25.4 (8.6)	62.3 (14.4)
K	15.6 (6.6)	153.6 (40.7)	482.6 (93.1)	49.9 (13.1)	54.2 (45.5)	53.9 (9.1)
L	24.6 (10.2)	143.4 (70.7)	716.6 (116.0)	49.8 (20.3)	53.3 (14.5)	59.5 (11.5)
M	24.4 (9.6)	100.0 (57.9)	731.7 (62.3)	42.5 (12.7)	43.9 (13.9)	87.2 (31.1)
N	20.1 (9.3)	36.3 (28.6)	677.1 (50.3)	8.7 (8.3)	35.0 (19.2)	59.8 (40.0)
<b>Mean <math>\text{Absd}\theta_x</math>, deg (SD)</b>						
I	-0.273 (0.069)	-0.676 (0.338)	-0.875 (0.866)	-0.827 (0.185)	-0.618 (0.071)	-0.537 (0.269)
J	-0.035 (0.163)	0.021 (0.205)	-0.037 (0.520)	-0.359 (0.078)	-0.129 (0.154)	-0.150 (0.175)
K	-0.096 (0.133)	-2.189 (0.453)	-2.249 (1.100)	-2.349 (0.166)	-1.620 (0.539)	-1.944 (0.671)
L	0.153 (0.133)	-0.096 (0.241)	-0.243 (0.684)	-0.073 (0.074)	0.054 (0.039)	-0.159 (0.130)
M	0.276 (0.250)	0.306 (0.106)	-0.063 (0.414)	-0.036 (0.305)	0.224 (0.081)	-0.437 (0.606)
N	0.151 (0.399)	-0.313 (0.374)	-0.437 (1.302)	-0.757 (0.240)	-0.350 (0.319)	-0.269 (0.358)
<b>Mean <math>\text{Absd}\theta_y</math>, deg (SD)</b>						
I	-0.089 (0.069)	0.215 (0.292)	0.469 (0.320)	0.611 (0.351)	0.533 (0.133)	0.295 (0.208)
J	-0.075 (0.127)	-0.141 (0.304)	-0.219 (0.272)	-0.229 (0.302)	-0.233 (0.071)	-0.222 (0.051)
K	-0.039 (0.082)	-0.932 (0.290)	-0.715 (0.360)	-0.774 (0.180)	-0.537 (0.158)	-0.347 (0.187)
L	0.138 (0.135)	0.136 (0.241)	-0.143 (0.245)	0.125 (0.098)	0.064 (0.059)	0.220 (0.349)
M	0.322 (0.106)	0.186 (0.072)	-0.304 (0.346)	0.031 (0.266)	0.106 (0.127)	0.472 (0.362)
N	0.061 (0.151)	0.110 (0.201)	-0.155 (0.257)	0.307 (0.116)	-0.002 (0.160)	0.446 (0.462)
<b>Mean <math>\Delta R</math>, <math>\mu\text{m}</math> (SD)</b>						
I-J	1.9 (10.3)	166.8 (78.0)	-267.5 (85.4)	28.9 (36.1)	11.1 (9.3)	-12.3 (37.0)
I-K	11.1 (12.6)	119.0 (61.4)	-480.9 (92.9)	29.5 (32.9)	25.4 (10.8)	2.7 (32.6)
I-L	22.0 (12.2)	71.2 (107.8)	-703.9 (121.1)	35.8 (31.9)	45.4 (20.2)	-6.4 (39.1)
I-M	23.4 (9.5)	26.4 (39.6)	-709.2 (66.8)	30.5 (24.6)	40.1 (15.1)	-49.8 (23.1)
I-N	20.1 (9.3)	13.3 (47.4)	-677.1 (50.3)	-4.8 (11.6)	35.0 (19.2)	-59.8 (40.0)

**Table 4 Model B Global Linear, Absolute Angular, and 3D Reference Distance Distortions**

	Impregum	TRIOS	True Definition	Ceramill Map400	inEos X5	D900
<b>Mean <math>d_R</math>, <math>\mu\text{m}</math> (SD)</b>						
P	0.0 (0)	0.0 (0)	0.0 (0)	0.0 (0)	0.0 (0)	0.0 (0)
Q	16.3 (9.0)	40.2 (19.4)	160.9 (20.1)	48.9 (7.3)	23.4 (9.9)	68.7 (27.6)
R	19.1 (9.8)	40.8 (36.3)	369.1 (64.5)	30.2 (7.4)	31.0 (5.7)	62.7 (35.3)
S	27.3 (10.6)	73.5 (35.9)	464.8 (100.0)	36.2 (13.5)	48.0 (9.9)	46.1 (25.3)
T	35.3 (8.4)	148.0 (35.4)	611.1 (85.2)	56.1 (15.8)	60.3 (15.0)	65.6 (23.9)
U	39.3 (5.8)	75.3 (31.7)	620.2 (63.2)	46.3 (14.7)	65.4 (10.7)	47.1 (27.9)
V	34.8 (2.5)	110.4 (86.6)	582.1 (61.5)	37.4 (21.5)	64.7 (4.7)	53.0 (42.8)
W	35.5 (9.2)	59.9 (47.9)	567.8 (30.5)	32.3 (25.7)	66.4 (5.9)	73.4 (24.0)
<b>Mean <math>\text{Absd}\theta_x</math>, deg (SD)</b>						
P	-0.151 (0.142)	0.532 (0.326)	0.511 (0.379)	0.596 (0.141)	0.136 (0.170)	0.140 (0.371)
Q	0.022 (0.239)	-0.112 (0.214)	0.021 (0.157)	-0.153 (0.187)	-0.034 (0.031)	0.226 (0.314)
R	0.205 (0.147)	0.432 (0.305)	0.130 (0.303)	0.226 (0.261)	0.134 (0.276)	0.306 (0.261)
S	-0.243 (0.417)	-0.476 (0.252)	-0.688 (0.574)	-0.459 (0.222)	-0.349 (0.105)	-0.312 (0.321)
T	-0.038 (0.269)	0.330 (0.340)	0.335 (0.242)	0.329 (0.112)	0.160 (0.054)	0.041 (0.123)
U	0.233 (0.112)	-0.361 (0.313)	-0.135 (0.304)	-0.109 (0.146)	-0.032 (0.067)	-0.146 (0.130)
V	-0.110 (0.130)	-0.108 (0.293)	-0.260 (0.183)	0.069 (0.137)	-0.182 (0.046)	-0.227 (0.075)
W	-0.007 (0.076)	0.232 (0.164)	0.226 (0.162)	0.448 (0.141)	0.224 (0.101)	0.161 (0.071)
<b>Mean <math>\text{Absd}\theta_y</math>, deg (SD)</b>						
P	-0.091 (0.116)	0.150 (0.188)	0.185 (0.451)	0.284 (0.244)	-0.018 (0.048)	-0.153 (0.342)
Q	0.162 (0.091)	0.255 (0.055)	0.144 (0.178)	0.484 (0.123)	0.328 (0.022)	0.196 (0.447)
R	-0.066 (0.102)	0.377 (0.081)	0.706 (0.547)	0.706 (0.141)	0.136 (0.252)	0.387 (0.104)
S	-0.084 (0.129)	-0.812 (0.330)	-1.052 (0.297)	-0.795 (0.112)	-0.526 (0.139)	-0.376 (0.175)
T	0.067 (0.152)	0.117 (0.141)	0.145 (0.068)	0.435 (0.104)	0.154 (0.180)	0.155 (0.200)
U	0.267 (0.605)	0.161 (0.107)	0.083 (0.150)	0.493 (0.176)	0.178 (0.068)	0.043 (0.109)
V	-0.053 (0.100)	0.333 (0.314)	0.134 (0.288)	0.632 (0.187)	0.180 (0.084)	0.207 (0.149)
W	0.080 (0.146)	-0.714 (0.315)	-0.784 (0.340)	-0.839 (0.296)	-0.877 (0.381)	-0.707 (0.240)
<b>Mean <math>\Delta R</math>, <math>\mu\text{m}</math> (SD)</b>						
P-Q	6.0 (2.3)	12.6 (17.2)	-151.1 (32.8)	22.6 (10.3)	14.6 (7.5)	-34.7 (28.8)
P-R	8.6 (8.5)	-9.1 (28.9)	-365.3 (68.7)	9.8 (15.7)	27.6 (9.1)	-16.8 (40.6)
P-S	16.9 (9.5)	28.7 (69.0)	-463.4 (99.9)	29.1 (10.9)	42.2 (14.0)	-4.2 (26.3)
P-T	28.6 (11.6)	38.8 (126.6)	-596.4 (90.3)	50.2 (20.9)	57.3 (16.1)	9.4 (28.9)
P-U	31.2 (11.2)	33.3 (41.6)	-602.5 (70.0)	37.8 (20.9)	62.6 (12.2)	9.5 (45.9)
P-V	30.5 (5.9)	69.8 (109.2)	-574.2 (63.0)	23.4 (31.0)	62.3 (5.1)	23.9 (61.6)
P-W	35.5 (9.2)	50.1 (60.4)	-567.8 (30.5)	28.8 (30.4)	66.4 (5.9)	-22.2 (81.8)



**Fig 4** Model A linear distortions ( $\mu\text{m}$ ) by implant location.



**Fig 5** Model B linear distortions ( $\mu\text{m}$ ) by implant location.



モデル A と B の絶対角の変形(Absd $\theta_x$  と Absd $\theta_y$ )は図6と7、表3と4に示される。

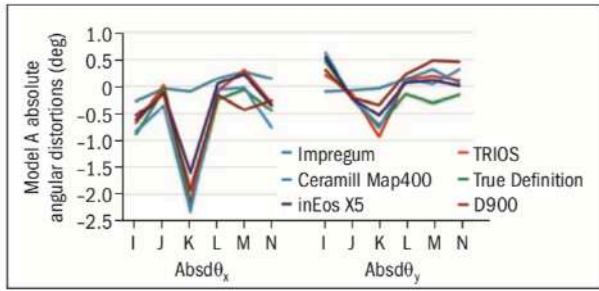


Fig 6 Model A absolute angular distortions (deg) by implant location.

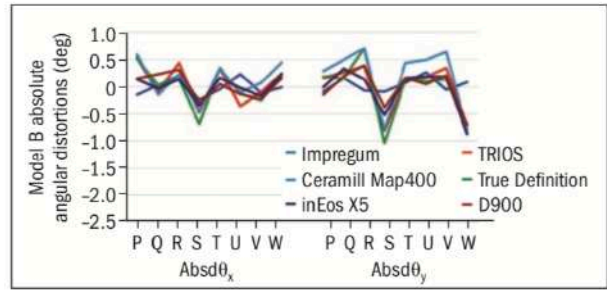


Fig 7 Model B absolute angular distortions (deg) by implant location.

モデル A の平均 Absd $\theta_x$  は  $0.021 \pm 0.205$  から  $-2.349 \pm 0.166$  の幅であり、一方で、平均 Absd $\theta_y$  は  $-0.002 \pm 0.160$  から  $-0.932 \pm 0.290$  の幅であった。モデル B の平均 Absd $\theta_x$  は  $-0.007 \pm 0.076$  から  $-0.688 \pm 0.574$  の幅であり、一方で平均 Absd $\theta_y$  は  $-0.018 \pm 0.048$  から  $-1.052 \pm 0.297$  の幅であった。

モデル A と B の平均三次元基準距離変形 ( $\Delta R$ )は図8と9に示される。

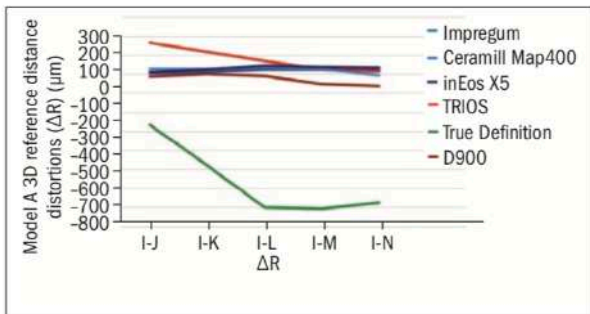


Fig 8 Model A 3D reference distance distortions ( $\mu\text{m}$ ).

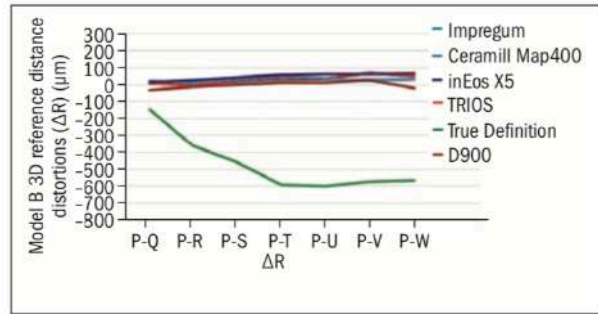


Fig 9 Model B 3D reference distance distortions ( $\mu\text{m}$ ).

データは正常性の仮定の確認のためのシャピロウィルク検定にまずは提起され、それは排除されなかった。印象システムによる一元配置分散分析法 (ANOVA) は原点以外の全てのインプラント位置に対するモデル A と B の両方で  $d_r$  と  $\Delta R$  のテスト群の間の有意差を明らかにした。Absd $\theta_x$  に対して、テスト群の間の有意差はモデル B におけるインプラント P, T, U, W と同様にモデル A におけるインプラント K, M で認められた。Absd $\theta_y$  に対して、テスト群の間の有意差はモデル B においてインプラント R, S, T, V, W と同様にモデル A においてインプラント I, K, M, N で認められた。表 5 と 6 は行われた一元配置分散分析法 (ANOVA) と Tukey HSD の結果を要約した。

**Table 5 Summary of One-Way ANOVA and Tukey HSD for Global Linear and Absolute Angular Distortions, by Implant Location**

Variable/model/ implant location	P value	Statistical significant subsets					
		Impregum	TRIOS	True Definition	Ceramill Map400	inEos X5	D900
<b>d<sub>R</sub></b>							
<b>Model A</b>							
I	.000	–	–	–	–	–	–
J	.000	a	b	c	a	a	a
K	.000	a	b	c	a	a	a
L	.000	a	b	c	a b	a b	a b
M	.000	a	a	b	a	a	a
N	.000	a	a	b	a	a	a
<b>Model B</b>							
P	.000	–	–	–	–	–	–
Q	.000	a	a b	c	a b	a	b
R	.000	a	a	b	a	a	a
S	.000	a	a	b	a	a	a
T	.000	a	b	c	a	a	a
U	.000	a	a	b	a	a	a
V	.000	a	a	b	a	a	a
W	.000	a	a	b	a	a	a
<b>Absdθ<sub>x</sub></b>							
<b>Model A</b>							
I	.243	a	a	a	a	a	a
J	.265	a	a	a	a	a	a
K	.000	b	a	a	a	a	a
L	.392	a	a	a	a	a	a
M	.018	b	b	a b	a b	a b	a
N	.372	a	a	a	a	a	a
<b>Model B</b>							
P	.001	a	b	b	b	a b	a b
Q	.109	a	a	a	a	a	a
R	.471	a	a	a	a	a	a
S	.426	a	a	a	a	a	a
T	.034	a	a	a	a	a	a
U	.005	b	a	a b	a b	a b	a b
V	.054	a b	a b	a	b	a b	a b
W	.000	a	a b	a b	b	a b	a
<b>Absdθ<sub>y</sub></b>							
<b>Model A</b>							
I	.002	a	a b	b	b	b	a b
J	.812	a	a	a	a	a	a
K	.000	c	a	a b	a b	a b	b c
L	.168	a	a	a	a	a	a
M	.001	b	b	a	a b	a b	b
N	.013	a b	a b	a	a b	a b	b
<b>Model B</b>							
P	.105	a	a	a	a	a	a
Q	.131	a	a	a	a	a	a
R	.000	a	a b	b	b	a	a b
S	.000	d	a b	a	a b c	b c	c d
T	.010	a	a	a	b	a b	a b
U	.161	a	a	a	a	a	a
V	.001	a	a b	a	b	a	a
W	.000	b	a	a	a	a	a

Letters indicate specific implant locations as defined in Fig 2.

**Table 6 Summary of One-way ANOVA and Tukey HSD for 3D Reference Distance ( $\Delta R$ ) Distortions**

Variable/model/ implant location	P value	Statistical significant subsets					
		Impregum	TRIOS	True Definition	Ceramill Map400	inEos X5	D900
<b><math>\Delta R</math></b>							
<b>Model A</b>							
I-J	.000	b	c	a	b	b	b
I-K	.000	b	c	a	b	b	b
I-L	.000	b	b	a	b	b	b
I-M	.000	c	c	a	c	c	b
I-N	.000	c	c	a	b c	c	b
<b>Model B</b>							
P-Q	.000	c	c	a	c	c	b
P-R	.000	b	b	a	b	b	b
P-S	.000	b	b	a	b	b	b
P-T	.000	b	b	a	b	b	b
P-U	.000	b	b	a	b	b	b
P-V	.000	b	b	a	b	b	b
P-W	.000	b	b	a	b	b	b

Letters indicate specific implant location pairings to define the reference distances (see Fig 2).

モデル AvsB における対象の各インプラント位置の間の  $d_R$  の独立サンプル t 検定はテスト群の Impregum, TRIOS, True Definition, inEos X5 に対して 7 つの考えられる組み合わせから 2~4 つの有意味な組み合わせの存在を明らかにした(表7)。 $d_R$  は 110 から 150  $\mu m$  の差で口腔内スキャナーに対してモデル B よりモデル A で大きかった。 $d_R$  は Impregum と inEos X5 に対してモデル A よりモデル B でより大きかったが、32  $\mu m$  未満のより小さい範囲であった。インプラント間距離は一貫した方法で  $Absd\theta_x$  または  $Absd\theta_y$  に影響を及ぼさなかった(表7)。

**Table 7 Summary of Independent Samples t Test for Homologous Implant Location Pairs Between Models A and B**

Homologous implant location pairs (A ↔ B)	$d_R$		$Absd\theta_x$		$Absd\theta_y$	
	A > B	B > A	A > B	B > A	A > B	B > A
J ↔ Q	TRIOS True Definition		TRIOS True Definition			Impregum
J ↔ R	TRIOS		TRIOS	inEos X5		
K ↔ S						
L ↔ T					True Definition	
M ↔ U	True Definition	Impregum inEos X5			True Definition D900	
M ↔ V	True Definition	Impregum inEos X5	True Definition		True Definition D900	inEos X5
N ↔ W	True Definition	Impregum inEos X5	True Definition Ceramill Map400 inEos X5			Impregum True Definition inEos X5

Significantly different test groups listed.

## 考 察

インプラントの印象システムは3つのグループに大きく分類される。

- (1) 従来法の印象
- (2) 口腔内スキャナーでのデジタル印象
- (3) 歯科技工用デジタルスキャナーでの印象

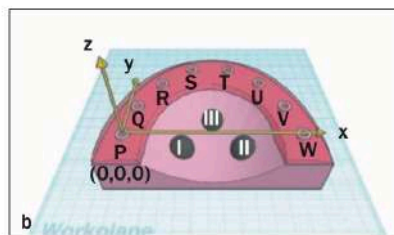
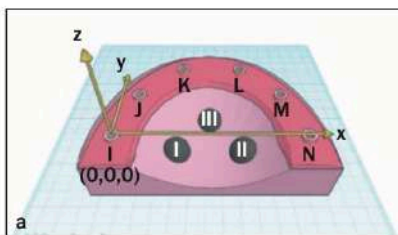
一般的に、口腔内スキャナーを利用したシステムはかなり不十分に行われているように見られるが、これは大半の事例において、**True Definition に対してのみ有意に達した**。これらの傾向は6つインプラント(モデル A)と8つのインプラント(モデル B)の配置の両方に適用できた。

### 直線変形

**結果は全ての直線変形に対して True Definition のかなり弱いパフォーマンスを示した**。他の True Definition に関する興味深い発見はモデル A と B の両方に対する x と y 方向における一貫したマイナスな直線変形であった。マイナスの dx と dy はそれぞれバーチャル模型のアーチの高さと幅における“収縮”を示した。そして、より小さいフレームワークの製作に至ることができる。

### 完全な角度変形

印象システムは完全な角度変形に一貫してランク付けされることはできなかった。マイナスの Absd0x 値は口蓋方向に向かった後方へのインプラントの傾きを示し、マイナスの Absd0y は患者の右側に向かったインプラントの傾きを示す(図2a と b)。



**Fig 2** (a) Schematic of master model A with six implants (I, J, K, L, M, N). (b) Schematic of master model B with eight implants (P, Q, R, S, T, U, V, W). I, II, III = silicon nitride ball bearings. Local coordinate system axes orientation with origin at centroid of implant I in model A and implant P in model B, respectively. X-axis is defined as I to N centroids and P to W centroids, respectively.

Impregum を除いて、最も大きな完全角度変形はモデル B のインプラント S または W とモデル A のインプラント K で典型的に起こることが観察された。インプラント K と S はそれらの各原点(I または P)に関して対角線上に埋入され、一方で、インプラント W と N は原点から曲線を隔てて位置された(I または P)。対角線上に埋入されたインプラントを登録するためにデジタルシステムを使用する際または歯列弓を横切る際、最も大きな絶対角の変形によって影響された部位の整合性は今後の課題のヒントとなる。しかしながら、これは統計学的に有意に達しなかった。

### 三次元的基準距離の変形

**全体の直線変形( $a_R$ )の正確な微分は常に正値を導き出す**。したがって、各原点に対する全てのインプラント位置(モデル A における I とモデル B における P)の間の三次元的基準距離の変形( $\Delta R$ )は R における増減を明らかにするために使用される。

**結果は全ての三次元的基準距離の変形に対して、True Definition のかなり不十分なパフォーマンスを示した**。一貫したマイナスな三次元的基準距離の変形値は以前に記述されたマイナスの直線変形(dx と dy) と一致した。True Definition が使用された際に、これはバーチャルモデルの収縮という結論となり、この変形はモデル B において-151 から-602  $\mu\text{m}$ 、モデル A において-268 から-709  $\mu\text{m}$  という幅であった。

D900 はいくつかの基準距離に対するマイナスな三次元的な距離の変形に類似した傾向性を示した。しかし、変形の大きさはモデル B において-4 から-35  $\mu\text{m}$ 、モデル A において-60 から+3  $\mu\text{m}$

m の幅の  $\Delta R$  でかなり低かった。結果として生じるモデルの拡大を示しているポジティブな傾向を持つ変形で、残りの 4 つの印象システムは反対の傾向を示した。

基準距離の大きさが増加した際に減少している平均  $\Delta R$  から、モデル A の TRIOS の平均  $\Delta R$  の結果は矛盾しているように見える。結果は正しいことが検証され、大きな標準偏差を考慮し、様々な三次元的な基準距離に対する TRIOS の  $\Delta R$  は正確な有意差はなかった。

### モデル A と B の比較

Impregum の平均  $d_R$  は 7 つの考えられる対象の各インプラント位置の内、3 つでモデル A よりモデル B において統計学的にかなり大きいことがわかった。しかしながら、この差の大きさは  $16 \mu m$  より小さく、臨床的に有意でないと考えられる。

モデル A と B の間の広範な直線変形の大きさの差は口腔内スキャナーで明らかに認められた。有意を示したモデル A での各インプラント位置でわかった変形は  $110$  から  $150 \mu m$  によるモデル B より一貫して大きかった。各口腔内スキャナーシステムの限定された画像領域は画像取得の制限とモデル A のより広範な無歯顎範囲を合わせることでであった。

歯科技工用スキャナーシステムに対して、有意な各インプラント位置は inEos X5 にのみ言及され、平均  $d_R$  は 7 つの考えられる組み合わせの内 3 つでモデル A よりモデル B でより大きく有意であるとわかった。この差異の大きさは Impregum より大きく、それは従来法の印象が歯科技工用スキャナーシステムに対するワークフローで必要とされる理由からかもしれない。それにも関わらず、モデル間の差異は  $32 \mu m$  より小さく、臨床的に有意ではあるとは考えられなかった。

### 過去の研究との比較

Impregum に対する三次元的基準距離変形は Wee によって示される結果に相当することがわかった。彼は 5 つのインプラントをもつ無歯顎患者の歯列の臨床状況を再現するためのマスターモデルとテストモデルとの間の 4 つの直線距離を比較した。ポリエーテルに対して、平均偏差は  $16.2 \pm 8.8 \mu m$  と報告された。現在の研究において、Impregum の  $\Delta R$  はモデル A において  $1.9 \pm 10.3 \mu m$  から  $23.4 \pm 9.5 \mu m$  でモデル B において  $6.0 \pm 2.3 \mu m$  から  $35.5 \pm 9.2 \mu m$  の幅であった。

Papaspyridakos らは三次元偏差の中央値は互いを固定したインプレッションコーピングでの従来法の印象に対して  $5$  から  $13 \mu m$ 、互いの固定のないインプレッションコーピングでの従来法の印象に対して  $13$  から  $132 \mu m$ 、3Shape TRIOS 口腔内スキャナーでのデジタル印象に対して  $8$  から  $29 \mu m$  であったと報告した。Vandeweghe らは Lava COS, 3M True Definition, Cerec Omnicam, 3Shape TRIOS でそれぞれ、 $112 \pm 25 \mu m$ ,  $35 \pm 12 \mu m$ ,  $61 \pm 23 \mu m$ ,  $28 \pm 7 \mu m$  の平均偏差を報告した。しかしながら、これらの値は正確性の評価のための方法論における基本的な差のために、現在の研究と直接比較されるべきではない。以前に報告された方法論は直線距離の計測、既知の寸法についての検査対象のスキャニング、最終補綴の適合の測定、デジタルイメージの重ね合わせ、CMM の使用を登録してきた。無歯顎歯列に対して複数のインプラントにおける前述された 2 つの研究は参照スキャンでの重ね合わされたテストスキャンによってコントロール群とテスト群で比較した。それゆえ、各スキャンボディのサーフェイスは測定された変形に利用した。一方で、本研究はインプラントプラットホームレベルで変形分析に対する CMM を登録した。モデル A に対して、TRIOS の  $d_R$  は  $36.3 \pm 28.6 \mu m$  から  $172.5 \pm 74.2 \mu m$  幅であり、一方で、True Definition の  $d_R$  は  $291.6 \pm 79.8 \mu m$  から  $731.7 \pm 62.3 \mu m$  の幅であった。モデル B に対して、TRIOS の  $d_R$  は  $40.2 \pm 19.4 \mu m$  から  $148.0 \pm 35.4 \mu m$  の幅であり、True Definition の  $d_R$  は  $160.9 \pm 20.1 \mu m$  から  $620.2 \pm 63.2 \mu m$  の幅であった。

### 無歯顎歯列に対するインプラント印象を選択することの考慮

歯科技工用スキャナーシステムの製作ワークフローは従来法の印象法を取り入れられた。Impregum と歯科技工用スキャナーシステムとの間の三次元的な基準距離変形における平均差を計算することによって、デジタル技工スキャニングステップから生じる変形の大きさは定量化されるだけかもしれない。モデル A と B の基準距離 I-L と P-T はそれぞれ、無歯顎歯列へ対角線上に

埋入されたインプラント間の正確性を決定するために分析された。一方で、基準距離 I-N と P-W はクロスアーチの正確性を決定するために分析された(表8)。

Table 8 3D Distance Distortion Attributable to Laboratory Scanning			
Reference distance	Mean 3D distance distortion in Impregum (μm)	Mean 3D distance distortion in dental laboratory scanner systems (μm)	Mean 3D distance distortion attributable to laboratory scanning (μm)
<b>Diagonal</b>			
<b>I-L (Model A)</b>	22.0		
Ceramill Map400		35.8	13.8
inEos X5		45.4	23.4
D900		-6.4	-28.4
<b>P-T (Model B)</b>	28.6		
Ceramill Map400		50.2	21.6
inEos X5		57.3	28.7
D900		9.4	-19.2
<b>Cross-arch</b>			
<b>I-N (Model A)</b>	20.1		
Ceramill Map400		-4.8	-24.9
inEos X5		35.0	14.9
D900		-59.8	-79.9
<b>P-W (Model B)</b>	35.5		
Ceramill Map400		28.8	-6.7
inEos X5		66.4	30.9
D900		-22.2	-57.7

Ceramill Map400, inEos X5, D900 の単独使用での歯科技工用スキャナーのスキャンニングステップから生じる変形の大きさは I-L で 13.8 から -28.4 μm、P-T で 28.7 から -19.2 μm、I-N で 14.9 から -79.9 μm、P-W で 6.7 から -57.7 μm の幅であることがわかった。

本研究は様々なレベルの変形に印象システムが関わっていることを示した。しかしながら、その後の製作ステップは全体の補綴の正確性にもまた関わっている。Tan らは 5 つの平行インプラントをもつ下顎無歯顎マスター模型を使用することで、フルアーチのインプラント補綴製造における変形を数値化した。5 つのシリンダー(インプラント)に対する全体的な直線変位は  $20.2 \pm 14.5 \mu\text{m}$  であることがわかった。5 つのシリンダーの全体的な角度変位は  $d\theta_x$  で  $-0.098^\circ \pm 0.109^\circ$  であり、 $d\theta_y$  で  $0.020^\circ \pm 0.097^\circ$  であることがわかった。不運にも、類似した変形測定方法論を使用するためにフルアーチのインプラント補綴の CAD/ CAM 製作を評価する研究は欠落している。Örtorp らはリングフレームワークと従来法の製造を比較し、リングフレームワークはより良い適合性と正確性を示したと結論付けた。しかしながら、変形は重ね合わせのテクニックによって計算され、結果は現在の研究に直接外挿されることはできなかった。更なる研究は CAD/CAM 補綴製作の各ステージでの変形の大きさや方向を確認するために正当化される。それから、臨床家または技工士は全体的な不正確さを最小限にするためにマイナスな変形とプラスの変形とのバランスを取るかもしれない。

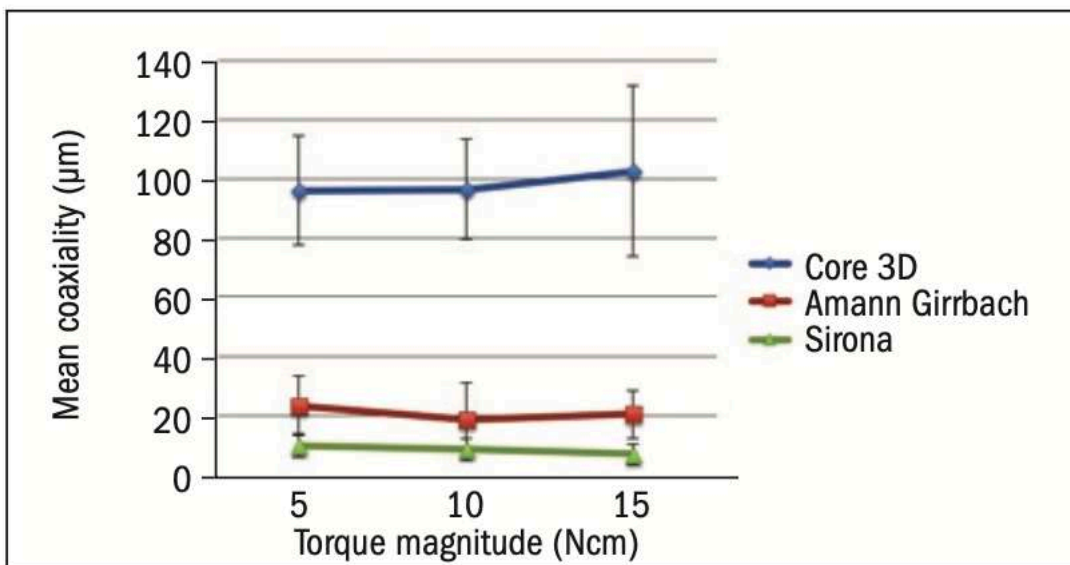
多様なスキャンボディとインプラントシステムをもつソフトウェアの互換性は有用性に影響する。調査された歯科用スキャナーシステムの 2 つ(Ceramill Map400 と inEos X5) はメーカー指定のスキャンボディの使用を必要とし、一方で、調査された口腔内スキャナー(TRIOS と True Definition) と一つの歯科技工用スキャナー(D900)は他社製のスキャンボディの使用を可能とした。他社製のスキャンボディの使用を許可する印象システムはクリニック内を単純化するかもしれない。しかしながら、これらの傾向は統計学的に有意に達しなかったが、他社製のスキャンボディを登録している印象システムの標準偏差はより大きい点に注目された。このより低い精度に対する一つの推測は、おそらくより劣ったスキャンボディを認識することで、様々なスキャナーの最適性が欠けて

しまったことである。

インプラントまたはインプラントアナログへのスキャンボディの適合は他の考えられるエラー要因である。つまり、インプラントとスキャンボディの一致度は特に角度変形に影響するであろう。どのインプラントメーカーによってもスキャンボディが生産されなかったため、本研究で使用された3つのスキャンボディ全てはこの点において同等の研究対象であった。Stimmelmayerらはインプラントスキャンボディの適合の再現性について評価したが、プロトコルは設置されたスキャンボディをもつモデルのデジタル化を対象とした。このデジタル化プロセスに固有のエラーはインプラントまたはインプラントアナログに対するスキャンボディの不十分な適合によって生じてきた実際の変形を不明瞭にするかもしれない。より特定の調査はスキャンの正確性の上でスキャンボディの適合の影響の決定を必要とする。

スキャンボディの設置で推奨されるトルクの大きさについてメーカーからの正確な指示がないため、パイロット研究はスキャンボディの高さとスキャンボディの変形にトルクの大きさの影響を調査するために行われた。各タイプからの5つのスキャンボディは単一のインプラントアナログでテストされた。各スキャンボディは5、10、15Ncmのトルクの大きさを上昇させて固定された。6点プロービングはスキャンボディのトップの平面の登録に使用された。一方で、8点プロービングはエクスターナルシリンダー(TRIOS, True Definition, inEos X5,D900)またはコンカルサーフェイス(Ceramill Map400)を登録するために使用された。各スキャンボディの上部平面と中心軸との間の貫通点は“スキャンボディの重心”と定義した。スキャンボディはその後、インターナルコンカルサーフェイスとインプラントアナログのコロナル平面のCMM登録を可能にするために除去される。そして、これらの登録は“アナログ重心”を得ることで計算されるために貫通点を可能にした。各スキャンボディの重心とアナログ重心との間の三次元的な距離は計算された。それと同時に、一致性の値はモニターされた。

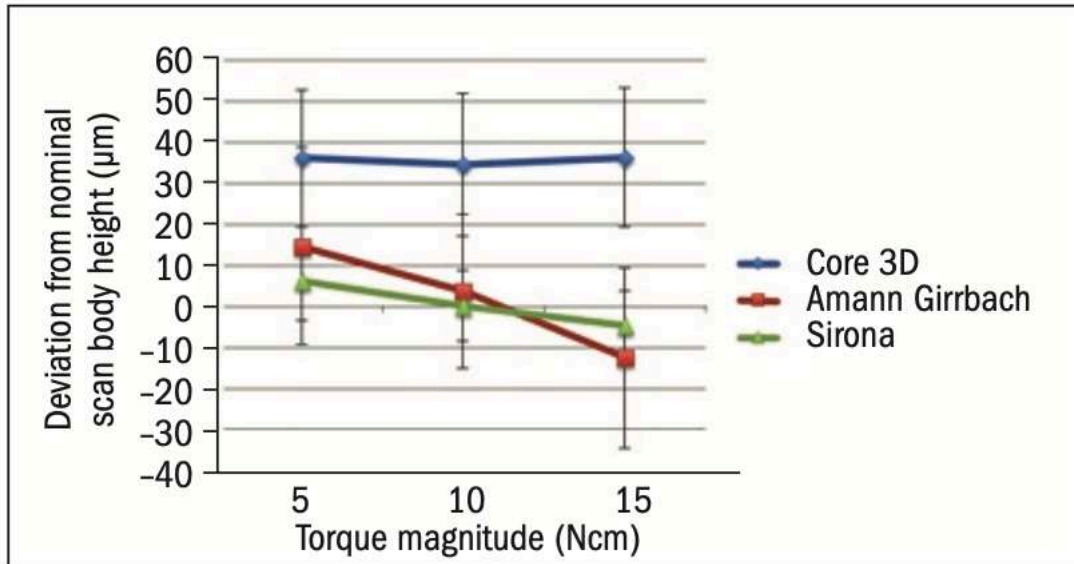
Core3D スキャンボディの平均一致性の値は Amann Girrbach と Sirona のスキャンボディの平均一致性の値よりもかなり高いことがわかった(図10)。



**Fig 10** Mean coaxiality of scan bodies (µm) by system, variation with torque magnitude. Error bars = SD.

これらの値は Core3D スキャンボディの初期のバージョンを利用した以前の研究で認められた値よりもかなり高かった。以前の Core3D のスキャンボディは完全に PEEK (ポリエーテルエーテルケト

ン)で作られたが、本研究で使用された新しいバージョンは各インプラントの歯冠部の平面に位置する下部金属部分から構成した。スキャンボディーの製作の間のメタルに対して、PEEK の起こりうる不正接合は非円柱のスキャンボディーと結果として、不一致なインプラントに関して不十分な一貫性をもたらしてきた。これはトルク強さを増やして去際に Core3D のスキャンボディーに対してスキャンボディーの高さに矛盾した傾向をまた説明するかもしれない(図11)。



**Fig 11** Deviation from nominal scan body height (µm) by system, variation with torque magnitude. Error bars = SD.

Amann Girrbach と Sirona のスキャンボディーの高さはトルク強さを大きくした際に減った。これはスキャンボディーの圧縮を示す。面白いことに、この比較は Core3D のスキャンボディーでは認められなかった。平均スキャンボディーの高さは 5 から 10Ncm でトルクアプリケーションが大きくなる際に減った。しかし、トルクアプリケーションが 10 から 15Ncm の大きくなった際には増加した。これらの発見はスキャンボディーのメーカー間で明らかな違いを強調し、固有のスキャンボディーの変形を暗示する。したがって、得られたバーチャルモデルの全体の正確性に対するスキャンボディーの貢献度は考慮されなければならない。

これに加えて、インプラントの構成要素の機械加工公差は重要で、全ての正確な研究で考慮されなければならないことを 2 つの研究は証明した。Man らはノーベルバイオケアインプラントの構成要素の 2 世代を評価し、公差が 22 から 100 µm の幅があったことを発見した。Braian らは Biomet3i インプラントのエクスターナルとインターナルの六角を利用した。エクスターナルの六角インプラントの既製ゴールドアバットメントの水平的機械加工公差は 44±9 µm であった。一方で、インターナルの六角インプラントは 58±28 µm であった。キャストブル・プラスチックアバットメントが使用された際、エクスターナル六角インプラントの水平公差は 12±89 µm であり、一方で、インターナル六角インプラントは 86±47 µm であった。

研究された歯科技工用スキャナーシステムは無歯顎患者のインプラントモデルを得ることに適しているように思われる。従来法の印象は優れた三次元の正確性と精密性をもたらし、後のデジタル技工スキャニングに起因するエラーは小さい。歯科技工用スキャナーシステムはジルコニアや他の CAD/CAM 材料の使用の可能性と製作の整合性という最も重要な利点をもつデジタルワークフローの選択を可能にする。

True Definition は最も低い正確性を示し、調査された臨床シナリオに不適切であるように思えた。True Definition に対する全体のスキャン手順は TRIOS との比較を行うことをかなり難しくして



いることがわかった。それはシステム機能の限界を表しているかもしれない。True Definition のパウダースプレーの使用は、必要な全ての範囲を完全にスキャンすることが不可能であり、また、それはエラーに関与するかもしれない。TRIOS は他のテスト群との有意差の存在はわからなかった。しかしながら、 $d_R$  に対して、結果は Impregum と歯科技工用スキャナーシステムと比較して TRIOS のわずかに大きな変形を示す。口腔内スキャナーは従来の印象材料に関する患者のアレルギーのような、従来の印象システムの使用にはっきりとした臨床禁忌があるならば口腔内スキャナーはまだ利用されるかもしれない。

この状況で、独特の軟組織の形態の存在のような要因は口腔内スキャナーの正確性を増し、試みは非特徴的な形態を補償させなければならない。Lee らは pressure-indicating past での口蓋に描かれる独特の形態はイメージのスティッチを強調することを示した。

### 制限

本研究の in vitro の性質は結果に影響を及ぼしてきたいくつかの患者と術者の関連要因を除いた。全ての印象（従来法または口腔内スキャン）は周囲の唾液、軟組織、口腔周囲筋なしにマスターモデルを作製され、そして、このように制約のない印象とスキャンを可能にした。印象ステップの相対的な容易さが本研究の全てのシステムに等しく適用できる一方で、in vivo の困難性の増加は同様の範囲ではないようである。

患者の快適性のような要因はまた評価されなかった。Wismeijer らは口腔内スキャナーは従来の印象材料の不快感のために好まれた。そして、従来の印象法では準備が必要であった。しかしながら、同じ研究の患者はより否定的に口腔内スキャナーの継続を理解した。さらに、3M True Definition Scanner のようないくつかの口腔内スキャナーは表面にスキャニングスプレーの使用を必要とする。そして、そのアプリケーションは経験される不快な時間を増やす。

パラレルインプラントはテーパーインプラントよりも選ばれ、スキャンの正確性に影響を及ぼすことを報告してきた。これは本研究における実験的な変数の減少を可能にし、このように印象システムの正確性の上でインプラント間距離の役割に焦点を当てた。しかしながら、臨床的に、上顎のインプラントは角度をつけやすく、これはさらに調査される変数であるべきである。

各インプラント印象システムをマスターするために必要な時間は異なる術者の間と同じ術者とで変わる可能性がある。したがって、本研究における各印象システム毎に行われる回数になんかの制限も強いられなかった。全ての従来法の印象、口腔内スキャン、技工用スキャンを行うことを担当する一人の術者が各メーカーによって提供されたトレーニングを経験し、各印象システムに精通し、より経験のある他の術者によって教わった。もし、印象材料の適切な混合を行い、必要な領域の完全な保存でき、トレイからの印象材の分離、気泡、全体的な不均一性がない理想的な印象であれば、従来法の印象は受け入れられる。デジタル印象は異なる基準を使用することで評価される。バーチャルモデルはスキャンイメージが適切につなぎ合わされたことを確かめるためにそれぞれの瞬時のプレビューを使用することで確認される。さらに、参照であるスキャンボディはより詳細な複製で完全に捉えられなければならない。また、変形したスキャンボディや不完全なスキャンは排除される。本研究の結果は印象またはスキャンに基かれるインプラント印象システムの正確性を反映する。その印象またはスキャンはより広く受け入れられ、合理的な基準を使用することで、経験または精通度に関係なく、術者によって受け入れられてきた。このようにして、術者の慣れは本研究に実際の制限をもたらさなかった。

重心位置の決定は慎重な幾何学的特徴の正確性に依存した。したがって、厳格な許容基準は満たされた。様々なソフトウェアが未だ“bestfit”なアルゴリズムによるインプラントポジションを決定できるので、スキャニングの正確性のレベルは必要ないと言われるかもしれない。残念なことに、登録商標のデータ操作ステップがどのメーカーによっても報告されなかったように、各ソフトウェアにおけるアルゴリズムの現在の正確性は評価されることはできない。

現在の研究は上顎無歯顎に6本インプラントと8本インプラントの状況をシミュレーションした。こ

これらの 2 つのシナリオは固定式補綴によって治療を希望している完全無歯顎患者で比較的共通した徴候のため選ばれた。上顎無歯顎におけるインプラントの他の数(例えば、2 本また 4 本のインプラント)を評価する将来の研究は All-on-4 の固定式補綴の製作のためか、または 2 つまたはそれ以上のインプラントによって支えられる可徹式補綴の製作のためのデジタル印象を試みたい臨床医のさらなる助けとなるであろう。

## 結 論

この in vitro 研究は石膏模型またはバーチャル模型におけるインプラントポジションの三次元的な精度に対するインプラント間距離とインプラント印象システムの効果を調査した。本研究の限界の範囲内で、以下の結論となった。Impregum は一貫して全てのインプラントの位置で二番目に低い  $d_r$  を示した。True Definition は絶対角の変形はなかったが、モデル A と B の両方で三次元的な基準距離の変形 ( $\Delta R$ ) と全ての直線変形 ( $dx, dy, dz, d_r$ ) に対して最も不十分な正確性を示した。True Definition を除いて、モデル A と B の両方で直線変形のパラメーター ( $dx, dy, dz, d_r$ ) に対する残りの 5 つの印象システムの間で何の有意差もなかった。6 つの印象システムは角度変形に対して一貫してランク付けられなかった。インプラント間距離の減少は口腔内スキャナーに対する広範囲な直線変形 ( $d_r$ ) を減少するかもしれないが、歯科技工用スキャナーと Impregum になんの影響も及ぼさなかった。

報告者: 船登彰芳・南川 彰